

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

1^{re} PUBLICATION

- ②2 Date de dépôt..... 31 octobre 1973, à 12 h 47 mn.
④1 Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — «Listes» n. 22 du 31-5-1974.
- ⑤1 Classification internationale (Int. Cl.) H 01 j 35/08; A 61 b 6/00.
- ⑦1 Déposant : GENERAL ELECTRIC COMPANY, résidant aux États-Unis d'Amérique.
- ⑦3 Titulaire : *Idem* ⑦1
- ⑦4 Mandataire : Ph. Rolland, GETSCO, 42, avenue Montaigne, Paris (8).
- ⑤4 Anode de tube à rayons X.
- ⑦2 Invention de : Robert Eugene Hueschen et Frank Bernstein.
- ③3 ③2 ③1 Priorité conventionnelle : *Demande de brevet déposée aux États-Unis d'Amérique le
2 novembre 1972, n. 303.015 aux noms des inventeurs.*

BEST AVAILABLE COPY

Cette invention a trait à la mammographie et plus précisément au tube à rayons X et à l'anode utilisés en mammographie.

La quantité de tissu traversée par les rayons X par rapport à la taille de la poitrine de la femme est généralement beaucoup plus petite que dans les autres parties du corps. La poitrine ne comportant pas de tissu osseux, il n'est ni nécessaire, ni souhaitable d'utiliser un faisceau énergétique aussi intense que dans le cas des tissus de ce type. En mammographie diagnostique, il est donc généralement souhaitable d'utiliser un nombre de kilovolts inférieur à celui utilisé ordinairement dans les techniques de diagnostic par rayons X. L'utilisation d'une énergie plus faible permet d'obtenir un contraste plus grand entre tissus adipeux et mous et un mammogramme optimal ne peut être obtenu qu'avec un tel contraste.

La plupart des techniques de diagnostic médical par rayons X utilisent d'importantes quantités de rayonnement "dur", en d'autres termes de rayonnement X ayant un pouvoir de pénétration supérieur à celui à des rayons X "mous". Dans ces applications, le tungstène est l'anticathode idéale, essentiellement en raison de son numéro atomique et de son point de fusion élevés. Il faut toutefois 70 kilovolts au minimum pour obtenir ce rayonnement "dur" et exciter les raies caractéristiques K_{α} et K_{β} du tungstène.

Le mammographie, en tant que technique particulière de diagnostic médical exige, toutefois, des techniques de pose et des temps de pose particuliers, ainsi qu'une qualité et une finesse exceptionnelles du film. L'utilisation d'un nombre de kilovolts plus petit est une méthode, qui permet d'obtenir le niveau de qualité et de finesse du film nécessaire en mammographie. L'utilisation d'un rayonnement "dur" réduit sensiblement la qualité diagnostique du film exposé par suite d'une diminution sensible du contraste.

On connaît bien les spectres continus et caractéristiques de rayons X de la plupart des métaux et matériaux. Les raies caractéristiques d'un matériau servant d'anticathode sont excitées à un certain nombre minimal de kilovolts. Le nombre de kilovolts permettant l'obtention du spectre caractéristique varie régulièrement avec le numéro atomique du métal.

Comparativement à la raie caractéristique K_{α} du tungstène, celle du molybdène est excitée à un minimum de 20 kilovolts.

Il est donc facile de comprendre, que le remplacement du tungstène par le molybdène est un avantage réel en mammographie, puisqu'il est possible d'obtenir le rayonnement caractéristique du molybdène et non celui du tungstène à un nombre plus faible de kilovolts.

Conformément aux techniques mammographiques, il est généralement nécessaire d'utiliser un nombre relativement élevé de milliampère - secondes (mAs) par pose. Selon la taille de la poitrine, le nombre de mAs peut varier de plusieurs centaines de mAs à plus de mille. Eu égard au nombre élevé de milliampère-secondes, il est extrêmement souhaitable de faire fonctionner le tube à rayons X sous le courant maximal afin de maintenir les temps de pose du patient aussi faibles que possible.

En raison du nombre élevé de mAs utilisé en mammographie, la surface de la cible de molybdène bombardée par les électrons est soumise à des efforts mécaniques importants. Ces efforts mécaniques se traduisent par des cassures superficielles de la partie focale de la cible. La déformation de la surface de la cible provoquée par les cassures, a pour conséquence une diminution sensible de l'intensité de sortie du rayonnement X. En effet, la probabilité d'émission d'un photon X par une surface rugueuse servant d'anticathode est sensiblement inférieure à celle observée pour une surface lisse. La sensibilité d'une anticathode de molybdène à la cassure superficielle dans la surface focale est supérieure à celle du tungstène.

Les métallurgistes ont essayé de résoudre le problème que pose le phénomène de cassure superficielle des cibles de rayons X et autres de différentes manières. Le brevet américain 3.650.846 propose un procédé de reconstitution de la structure granulaire des métaux réfractaires ; cette reconstitution abaisse la température de transition ductilité-fragilité, ce qui se traduit par une diminution de la tendance à l'apparition de cassure superficielle sous l'effet des efforts mécaniques dus à l'utilisation d'un nombre élevé de mAs.

Grâce aux avantages obtenus par l'utilisation d'une cible de molybdène en mammographie, cette discipline

pourrait faire de grands progrès, si l'on réussissait à accroître la durée de vie utile des cibles de molybdène.

L'invention a pour but de fournir une cible pour rayons X composée en majeure partie de molybdène et possédant
5 donc de meilleures propriétés de résistance aux contraintes mécaniques résultant du bombardement des électrons fortement énergétiques. Plus précisément, on souhaite obtenir une anode pour rayons X qui soit un alliage de molybdène et de tungstène. Lorsqu'on utilise l'alliage pour des techniques à basse tension,
10 on obtient le spectre X continu et caractéristique du molybdène. Contre toute attente on constate avec grand intérêt que ses propriétés de ductilité à basse température, sa résistance à la fatigue thermique et sa résistance à haute température sont supérieures à celles de la cible de molybdène pure.

15 Cette invention a également pour but de fournir une anode pour rayons X renfermant un alliage de molybdène et du tungstène. L'alliage est une solution solide possédant une résistance mécanique à la température ambiante, et à des températures élevées supérieure à celle du molybdène. La taille des
20 grains est plus petite que celle du molybdène pur et les atomes de l'alliage se présentent en amas dans la solution solide plutôt que par ordre de numéro atomique de faible rang.

L'accroissement de la résistance de la solution solide est important, en particulier aux températures élevées.
25 En effet, les poses nécessaires en mammographie sont relativement longues. Cette résistance accrue permet à l'anode d'avoir une résistance à la fatigue thermique accrue pendant le bombardement des électrons fortement énergétiques.

La diminution de la taille des grains se traduit
30 par un abaissement de la température de transition ductilité-fragilité à la température ambiante et au-dessus, lorsque le faisceau électronique frappe pour la première fois la cible froide. Pour l'explication de la température de transition ductilité-fragilité on se reportera au brevet des E.U. 3.650.846.
35 L'abaissement de cette température de transition se traduit par une diminution importante de la cassure superficielle de l'anode et surtout de la zone servant de cible. Il est très souhaitable d'empêcher la rupture fragile, car de telles cassures provoquent

une diminution sensible de l'intensité de sortie du rayonnement X

Une structure à amas d'atomes est préférable à celle par ordre de faible rang, car l'alliage présente une résistance accrue à haute température. On constate en effet une augmentation de la dissolution, une meilleure mobilité des dislocations et par suite, une ductilité accrue aux températures plus basses, car l'arrangement en amas de la solution provoque la disparition des éléments interstitiels de la matrice. Ainsi, l'augmentation de la ductilité résulte directement de la diminution des éléments interstitiels entre les grains (carbone et oxygène essentiellement), qui, comme on le sait, accroissent considérablement la température de transition ductilité-fragilité.

Cette invention a également pour but de fournir un tube à rayons X adapté à la mammographie possédant une anode métallique rotative, qui comporte une cible découverte et un dispositif produisant des électrons qui bombardent la cible de l'anode ; on obtient ainsi une émission de rayons X, l'anode comportant l'alliage décrit.

L'invention a enfin pour but la réalisation de ces améliorations de la façon la plus économique possible.

Suivant l'invention, on atteint les buts mentionnés en réalisant une anode formée d'un alliage contenant de 95 à 65% de molybdène et de 5 à 35% de tungstène. Dans l'une des réalisations de l'invention que l'on recommande particulièrement, l'alliage utilisé se compose essentiellement d'environ 70% de molybdène et 30% de tungstène. La préparation de l'alliage est conforme aux procédés classiques connus et ne fait donc pas en tant que telle partie de l'invention.

Il n'est pas nécessaire que l'anode complète soit en alliage tungstène-molybdène. Ainsi, dans les anodes rotatives, la cible ou la partie focale peuvent se composer essentiellement de l'alliage tandis que la base peut comporter d'autres substances, telles que le tungstène, le molybdène et autres. Les procédés de fabrication des anodes sont bien connus.

Conformément à une autre mise en oeuvre de l'invention, on réalise un tube à rayons X adapté aux applications mammographiques, qui comporte un corps métallique d'anode avec une cible découverte et un dispositif produisant des électrons

qui bombardent la cible de l'anode ; on obtient ainsi une émission de rayons X adaptés au diagnostic mammographique. Conformément à cette invention, le corps de l'anode, ou au moins la cible de l'anode, se compose d'un alliage de molybdène contenant 5 à 35% environ de tungstène. Dans l'une des réalisations que l'on recommande, l'alliage se compose essentiellement d'environ 70% de molybdène et 30% de tungstène.

La suite de la description se réfère aux dessins annexés qui représentent :

10 Fig. 1, l'intensité de sortie du tube à rayons X exprimée en unités relatives en fonction de milliers de poses.

Fig. 2 représente également l'intensité de sortie du tube à rayons X exprimée en unités relatives en fonction de milliers de poses.

15 Exemples

1.- On soumet une cible de molybdène pur de façon continue à un faisceau d'électrons, afin d'obtenir un rayonnement X destiné aux applications mammographiques, dans les conditions suivantes : 40 kilovolts crête, 300 milliampères, poses de 20 2,5 secondes. Il y a deux (2) poses par minute et donc apport de 60.000 unités de chaleur par minute. L'unité de chaleur par minute (H) se définit comme le produit des kilovolts-crête appliqués à l'anode et à la cathode (kvp), des milliampères (ma), du temps de pose (s) et du nombre de poses par minute (n) au 25 cours d'un essai de durée ; $H = (kvp) (ma) (s) (n)$.

On soumet une cible en alliage de tungstène-molybdène (respectivement 30 et 70%) aux mêmes conditions.

Les résultats relatifs aux données du rayonnement sont tracées sur la Fig. 1. Les intensités de sortie des rayons 30 X sont représentées par l'atténuation en pour cent de leur valeur initiale exprimée en roentgen par minute en fonction du nombre de poses, au cours d'un essai de durée. Dans tous les exemples, les données sont obtenues en utilisant un filtre équivalent de 0,5 mm en aluminium, puisque le filtre est généra- 35 lement utilisé dans toutes les applications mammographiques.

2.- On soumet une cible de molybdène pur de façon continue à un faisceau d'électrons, afin de fournir un rayonnement X destiné aux applications mammographiques, dans les

conditions suivantes : 40 kilovolts-crête, 300 milliampères, poses de 2,5 secondes. Il y a une (1) pose par minute et donc apport de 30.000 unités de chaleur par minute.

On soumet une cible en alliage de molybdène tungstène (respectivement 70 et 30%) aux mêmes conditions.

Les résultats relatifs aux données du rayonnement sont représentés sur la Fig. 2, comme pour l'exemple 1.

Comme dans l'exemple 1, on utilise un filtre équivalent de 0,5 mm en aluminium.

Comme le montre l'observation des Fig. 1 et 2, l'énergie de sortie de la cible de molybdène diminue rapidement. Pour un apport de 60.000 unités de chaleur par minute (Fig. 1), l'énergie de sortie de la cible de molybdène pur a diminué de 45% (courbe B) par rapport à l'énergie initiale de rayonnement après 3500 poses, tandis que l'on observe pour la cible en alliage de tungstène-molybdène (courbe A) une diminution de 45% après 9500 poses. A l'approche du seuil des 45%, la propagation des fissures ou cassures du matériau de la cible cesse et la cible en alliage produit encore un rayonnement utile jusqu'à 20.000 poses. La cible de molybdène, d'autre part, continue de se dégrader et après 20.000 poses ne retient plus que 20% du niveau d'énergie initiale du rayonnement. Quant aux cibles soumises à des énergies de 30.000 unités de chaleur par minute (Fig. 2), la sortie de la cible de molybdène pur ne se détériore pas aussi rapidement que la cible de molybdène exposée à 60.000 unités de chaleur. Après 3.600 expositions (courbe B), on observe une dégradation de 40% du rayonnement initial, tandis qu'on observe encore une détérioration rapide après ce seuil. La cible en alliage (courbe A) ne présente toutefois une telle dégradation qu'après 12.200 poses (seuil des 60%) et la cible produit encore un rayonnement utile après ce seuil.

Un examen approfondi des cibles de molybdène révèle immédiatement des cassures profondes et importantes à la surface de la cible, dues aux contraintes thermiques continues imposées par le faisceau électronique. La diminution de l'émission des rayons X est due aux rayons X produits dans les fissures et absorbés dans ces fissures avant même d'avoir atteint le patient et le film.

Contre toute attente, les Fig. 1 et 2 montrent que l'alliage du tungstène au molybdène accroît la ductilité à basse température et la résistance à haute température, ce qui est très appréciable pour les applications mammographiques. Comparons les Fig. 1 et 2. La cible de molybdène soumise à 30.000 unités de chaleur par minute se détériore à une vitesse plus constante comparativement à la même cible soumise à 60.000 unités de chaleur par minute. Cette vitesse de détérioration plus constante résulte apparemment des efforts plus importants auxquels elle est soumise, par suite du temps de refroidissement plus long entre les poses. La cible en alliage soumise à 30.000 unités de chaleur par minute présente une détérioration initiale plus rapide que l'alliage exposé à 60.000 unités de chaleur par minute; toutefois, dans le premier cas, le seuil du taux de détérioration est atteint à un pourcentage plus élevé.

20

25

30

Revendications

1. Anode de tube à rayons X, caractérisé en ce qu'au moins la cible de ladite anode se compose d'un alliage de molybdène contenant 5 à 35% environ de tungstène.

5 2.- Anode selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'alliage se compose d'environ 70% de molybdène et de 30% de tungstène.

3.- Anode selon la revendication 1, caractérisée en ce que ladite anode est une anode rotative.

10 4.- Anode selon la revendication 3, caractérisée en ce que ladite anode se compose essentiellement d'un alliage de molybdène contenant 5 à 35% de tungstène environ.

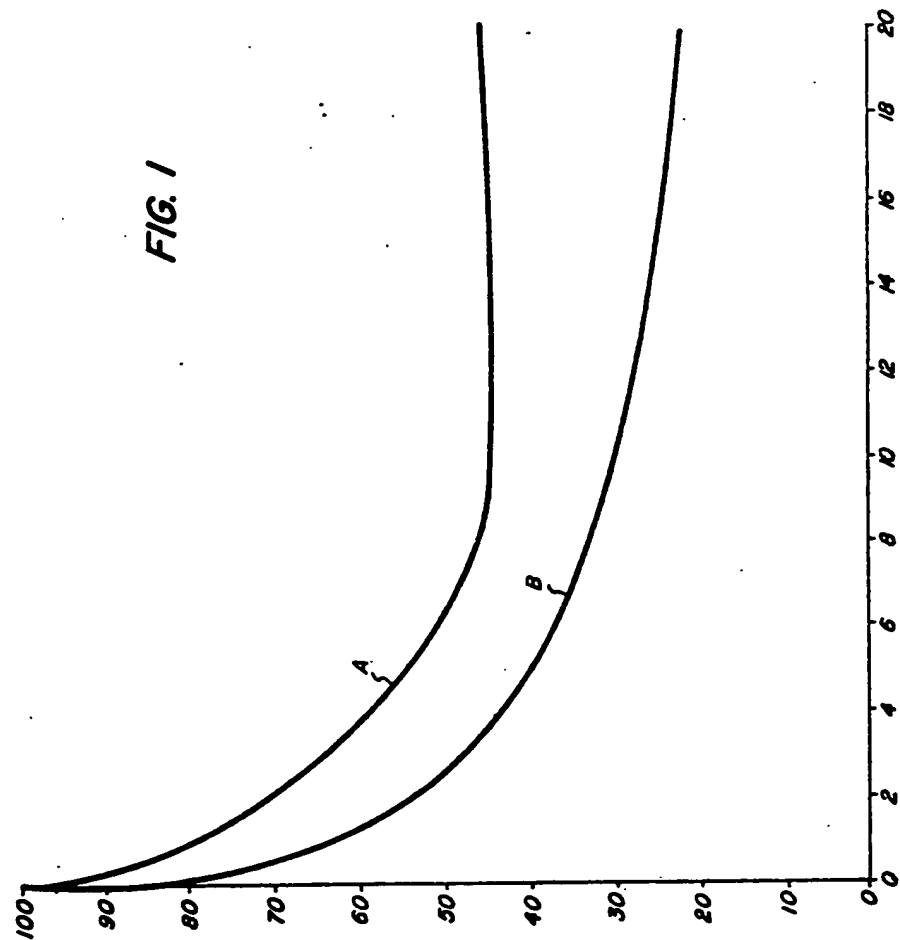
15 5.- Anode selon la revendication 4, caractérisée en ce que ladite anode se compose essentiellement d'environ 70% de molybdène et 30% de tungstène.

20 6.- Tube à rayons X, choisi pour des applications mammographiques, comportant un corps anodique métallique rotatif avec une cible découverte et un dispositif de production d'un faisceau d'électrons pour le bombardement de la cible dans le but d'émettre des rayons X, tube caractérisé en ce qu'au moins la cible est faite d'alliage de molybdène contenant environ 5 à 35% de tungstène.

25 7.- Tube à rayons X selon la revendication 6, caractérisé en ce que ledit alliage se compose d'environ 70% de molybdène et de 30% du tungstène.

8.- Tube à rayons X selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'anode est faite pour l'essentiel d'un alliage de molybdène contenant 5 à 35% de tungstène environ.

30 9.- Tube à rayons X selon la revendication 8, caractérisé en ce que l'alliage est essentiellement composé d'environ 70% de molybdène et 30% de tungstène.



73 38772

Pl. II - 2

2205742

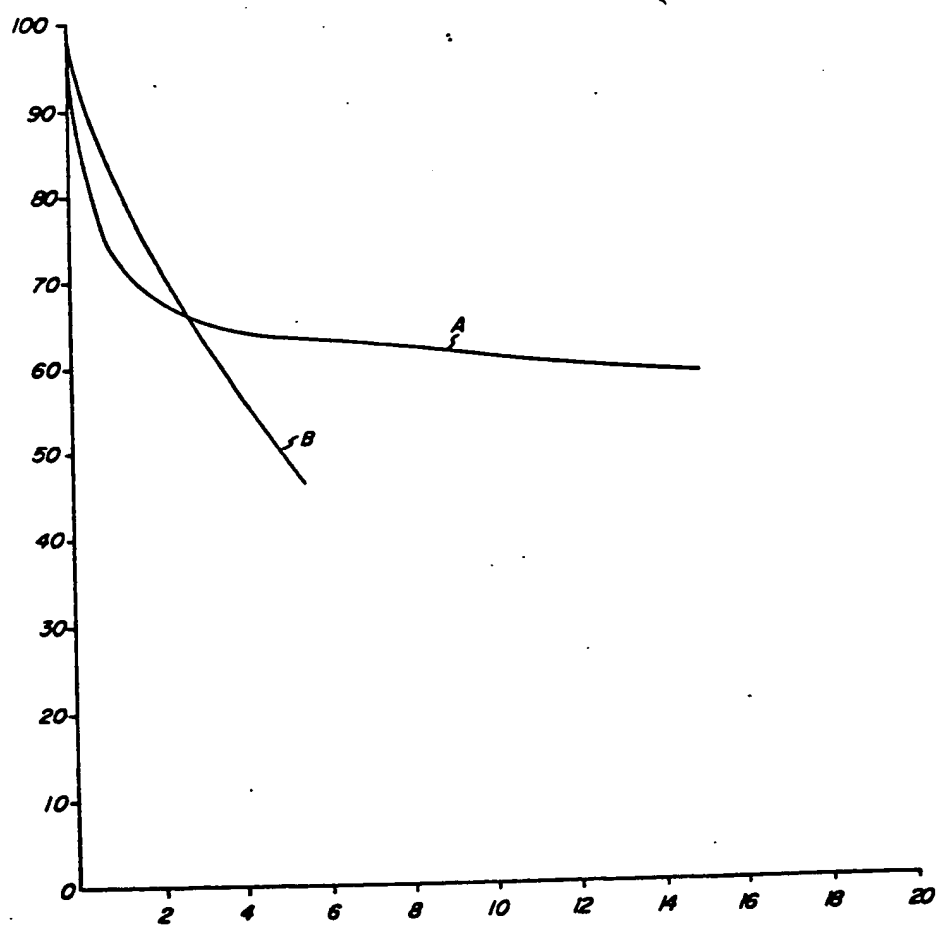


FIG. 2

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ BLACK BORDERS

☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☐ FADED TEXT OR DRAWING

☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)